

日本国特許庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application:

2000年 6月26日

出願番号
Application Number:

特願2000-190701

出 領 人
Applicant(s):

富士写真フィルム株式会社

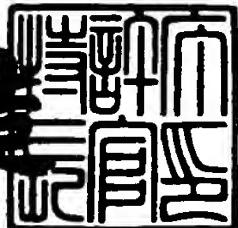
L. Park
12-1-01
#2/Priorit
papers

**CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT**

2001年 3月23日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office.

及川耕



出証番号 出証特2001-3022335

【書類名】 特許願

【整理番号】 P25330J

【あて先】 特許庁長官 近藤 隆彦 殿

【国際特許分類】 A61B 1/00

G01N 21/64

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フィルム株式会社内

【氏名】 辻田 和宏

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フィルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 萤光撮像装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、前記生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、前記励起光の照射により前記生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、前記照明光の照射により前記生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、

前記励起光照射手段の出射端と前記生体組織との接触を検出する接触検出手段と、

該接触検出手段の検出信号に応答して、前記励起光照射手段から射出される前記励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とする蛍光撮像装置。

【請求項2】 生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、前記生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、前記励起光の照射により前記生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、前記照明光の照射により前記生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、

前記励起光照射手段の出射端と前記生体組織との距離に相関するパラメータを検出する距離パラメータ検出手段と、

前記パラメータに基いて前記励起光照射手段から射出される前記励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とする蛍光撮像装置。

【請求項3】 前記パラメータが、前記蛍光画像撮像手段により撮像された前記蛍光像の光強度であることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項4】 前記パラメータが、前記通常画像撮像手段により撮像された前記通常像の光強度であることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項5】 前記生体組織に参照光を照射する参照光照射手段と、前記参照光の照射により前記生体組織から反射される反射像を撮像する反射画像撮像手段とをさらに備え、

前記パラメータが、前記反射画像撮像手段により撮像された前記反射像の光強度であることを特徴とする請求項2記載の蛍光撮像装置。

【請求項6】 前記励起光の出力制御が、前記励起光照射手段から励起光の射出を停止することであることを特徴とする請求項1から5いずれか1項記載の蛍光撮像装置。

【請求項7】 前記励起光の出力制御が、前記励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にするものであることを特徴とする請求項1から5いずれか1項記載の蛍光撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、励起光の照射により生体組織から発生した蛍光像を撮像する蛍光撮像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、生体内在色素の励起光波長領域にある励起光を生体組織に照射した場合に、正常組織と病変組織では、発する蛍光強度が異なることを利用して、生体組織に所定波長領域の励起光を照射し、生体内在色素が発する蛍光を受光することにより病変組織の局在、浸潤範囲を蛍光画像として表示する技術が提案されている。

【0003】

通常、励起光を照射すると、図1に実線で示すように正常組織からは強い蛍光が発せられ、病変組織からは破線で示すように正常組織から発せられる蛍光より弱い蛍光が発せられるため、蛍光強度を測定することにより、生体組織が正常であるか病変状態にあるかを判定することができる。ところが、生体組織からの蛍光強度は非常に弱く、検出が困難であるため、蛍光強度はできるだけ大きい方が望ましい。しかし、あまり強い励起光では生体組織が損傷する恐れがあるため、一定レベル以下に押さえることが必要である。生体組織に対する損傷を起こさないレベルの励起光強度は、JISの安全規格などで、MPE値として規定されて

いる。また、励起光は内視鏡先端から 100° 程度の角度で拡がっているので、励起光出射端と被測定部との距離と被測定部に照射される励起光強度との関係は図2に示されるように、距離が近いほど励起光の強度は強くなる。そして、図2のグラフから励起光強度がMPE値である $2000\text{W}/\text{m}^2$ 以下となるのは、通常、励起光出射端と被測定部との距離が3mm程度以上であるといえる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、蛍光内視鏡装置等においては、被測定対象が管腔臓器であり内視鏡先端部を固定できないため、励起光出射端から被測定部までの距離は一定していない。したがって、十分な蛍光を得るために励起光の強度をMPE値近くに設定したときに、励起光出射端と被測定部との距離が3mm程度以下になった場合には、被測定部の生体組織に損傷を及ぼす可能性がある。また、一方、励起光出射端と被測定部との距離が3mm程度以下になる場合も含めた全ての測定状況において、被測定部の生体組織の安全性が確保される励起光強度を設定した場合、通常の使用距離範囲の遠方側(50mm~100mm)において、励起光強度が弱くなり、十分な蛍光強度が得られず、検出精度が悪化してしまう。また、この弱い蛍光強度が検出できるよう検出系を高感度にした場合には、非常にコストが高くなる。

【0005】

本発明は上記のような従来技術の事情を鑑みて、蛍光撮像装置において、検出精度の悪化、もしくはコストの増加を招くことなく、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保できる蛍光撮像装置を提供することを目的とするものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、照明光の照射により生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、励起光照射手段の出射端と生体組織との接触を検出する接触

検出手段と、その接触検出手段の検出信号に応答して、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0007】

本発明による蛍光撮像装置は、内視鏡先端部の励起光出射端が被測定部の生体組織に接触しているか否かを接触検出手段により検出する。そして、励起光出射端が被測定部の生体組織に接触したことを検出した検出信号は、励起光出力制御手段に報知され、この検出信号により励起光出力制御手段は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する。

【0008】

前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から励起光の射出を停止することができる。

【0009】

また、前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にすることとすることもできる。ここで、所定の強度とは、励起光出射端と生体組織が接触した状態においても、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である励起光の強度を意味する。

【0010】

また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に励起光を照射する励起光照射手段と、生体組織に照明光を照射する照明光照射手段と、励起光の照射により生体組織から発生する蛍光による蛍光像を撮像する蛍光画像撮像手段と、照明光の照射により生体組織から反射される通常像を撮像する通常画像撮像手段とを備える蛍光撮像装置において、励起光照射手段の出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを検出する距離パラメータ検出手段と、パラメータに基いて励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する励起光出力制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0011】

本発明による蛍光撮像装置は、内視鏡先端の励起光出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを距離パラメータ検出手段により検出する。そして、検出

されたパラメータは、励起光出力制御手段に報知され、励起光出力制御手段は、このパラメータに基づき励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御する。

【0012】

前記パラメータは、蛍光画像撮像手段により撮像された蛍光像の光強度とすることができる。このとき、例えば、励起光出力制御手段では、距離パラメータ検出手段により検出された蛍光像の光強度、つまり、撮像された蛍光画像の各画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0013】

また、前記パラメータは、通常画像撮像手段により撮像された前記通常像の光強度とすることもできる。このとき、例えば、励起光出力制御手段では、距離パラメータにより検出された通常像の光強度、つまり、撮像された通常画像の各画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0014】

また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に参照光を照射する参照光照射手段と、参照光の照射により生体組織から反射される反射像を撮像する反射画像撮像手段とをさらに備え、パラメータを、反射画像撮像手段により撮像された反射像の光強度とすることもできる。このとき、励起光出力制御手段は、距離パラメータ検出手段により検出された反射像の光強度、つまり、撮像された反射画像の各画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を制御すればよい。

【0015】

前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から励起光の射出を停止することが

できる。

【0016】

また、前記励起光の出力制御は、励起光照射手段から射出される励起光の出力を所定の強度以下にすることもできる。ここで、所定の強度とは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である励起光の強度を意味する。

【0017】

【発明の効果】

上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置によれば、内視鏡先端部の励起光出射端と生体組織が接触したことを検出し、その検出信号により励起光照射手段からの励起光の出射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織が接触した状態においても、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、過剰な励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0018】

また、上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置によれば、内視鏡先端の励起光出射端と生体組織との距離に相関するパラメータを検出し、そのパラメータに基づいて励起光照射手段から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、励起光出射端と生体組織との距離が非常に近い場合において、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0019】

また、前記パラメータを、蛍光像の光強度または照明光の照射による通常像の光強度または参照光の照射による反射像の光強度とすることができ、そのことにより、装置が簡略化でき、また、コストを安価なものとすることができます。

【0020】

また、本発明による蛍光撮像装置は、蛍光画像、通常画像または反射画像の光強度、つまり、各画像の画素値の大きさが、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像において占める割合を算出し、この割合が所定

の閾値以上である場合には、励起光照射手段から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることができる、前記閾値として適當な値を選ぶことにより、より信頼性高く被験者の安全性を確保することができる。

【0021】

また、上記のような励起光の出力の制御を行なうことにより、検出精度の悪化、もしくはコストの増加を招くことなく、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図3は、本発明による蛍光撮像装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。

【0023】

本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、患者の病巣と疑われる部位に挿入される内視鏡挿入部100、通常画像用白色光Lwおよび自家蛍光画像用励起光Lrをそれぞれ射出する2つの光源を備えた照明ユニット110と、この励起光により生体組織10から発生した自家蛍光像Zjを撮像し、デジタル値に変換して2次元画像データとして出力する画像検出ユニット300と、画像検出ユニット300から出力された2次元画像データから距離補正等の演算を行い演算画像を算出し、演算画像の各画素のデータについて、予め記憶されている基準値と比較をして、比較結果に応じた信号を出力する画像演算ユニット400と、通常画像をデジタル値に変換して2次元画像データとし、その2次元画像データおよび画像演算ユニット400の出力信号をビデオ信号に変換して出力する表示信号処理ユニット500と、内視鏡挿入部100の先端と生体組織10が接触したことを検出した検出信号に応答して励起光の出力を制御する励起光出力制御手段120と、各ユニットに接続され、動作タイミングの制御を行う制御用コンピュータ200とから構成される画像信号処理部1、表示信号処理ユニット500で処理され

た信号を可視画像として表示するモニタユニット600、および励起光の照射を開始させるフッドスイッチ140から構成されている。

【0024】

内視鏡挿入部100は、内部に先端まで延びるライトガイド101、CCDケーブル102、イメージファイバ103、検出信号ライン131を備えている。ライトガイド101およびCCDケーブル102の先端部、即ち内視鏡挿入部100の先端部には、照明レンズ104および対物レンズ105を備えている。また、イメージファイバ103は石英ガラスファイバであり、その先端部には集光レンズ106を備えている。CCDケーブル102の先端部には、通常画像用撮像素子107が接続され、その通常画像用撮像素子107には、反射用プリズム108が取り付けられている。また、検出信号ライン131の先端部には、生体組織10との接触を検出する接触検出手段130を備えている。ライトガイド101は、多成分ガラスファイバである白色光ライトガイド101aおよび石英ガラスファイバである励起光ライトガイド101bがバンドルされ、ケーブル状に一体化されており、白色光ライトガイド101aおよび励起光ライトガイド101bは照明ユニット110に接続されている。CCDケーブル102の一端は、表示信号処理ユニット500に接続され、イメージファイバ103の一端は、画像検出ユニット300に接続され、検出信号ライン131の一端は、励起光出力制御手段120へ接続されている。

【0025】

照明ユニット110は、通常画像用白色光Lwを発する白色光源111、その白色光源111に電気的に接続された白色光源用電源112、白色光源111から射出された白色光を集光する白色光用集光レンズ113、蛍光画像用の励起光Lrを発するGaN系半導体レーザ114およびそのGaN系半導体レーザ114に電気的に接続されている半導体レーザ用電源115、GaN系半導体レーザ114から射出される励起光を集光する励起光用集光レンズ116を備えている。

【0026】

画像検出ユニット300には、イメージファイバ103が接続され、イメー

ジファイバ103により伝搬された自家蛍光像Zjを結像系に導く蛍光用コリメートレンズ301、自家蛍光像Zjから励起光近傍付近の波長をカットする励起光カットフィルタ302、その励起光カットフィルタ302を透過した自家蛍光像Zjから所望の波長帯域を切り出す光学透過フィルタ303、その光学透過フィルタ303を回転させるフィルタ回転装置304、その光学透過フィルタ303を透過した自家蛍光像Zjを結像させる蛍光用集光レンズ305、蛍光用集光レンズ305により結像された自家蛍光像Zjを撮像する蛍光画像用高感度撮像素子306、蛍光画像用高感度素子306により撮像された自家蛍光像Zjをデジタル値に変換して2次元画像データとして出力するA/D変換器307を備えている。

【0027】

上記光学透過フィルタ303は図4に示すような、2種類の光学フィルタ303aおよび303bから構成され、光学フィルタ303aは430nmから730nmまでの波長の光を透過させるバンドパスフィルタであり、光学フィルタ303bは430nmから530nmの光を透過させるバンドパスフィルタである。

【0028】

画像演算ユニット400は、デジタル化された自家蛍光画像信号データを記憶する画像データメモリ401、画像データメモリ401に記憶されたデータから病変組織であるか正常組織であるかの判定を行なうため、予め基準値REを記憶している基準値用メモリ402、その画像データメモリ401に記憶された2つの異なる波長帯域の画像の各画素値の比率に応じた演算を行なって各画素の演算値を算出し、基準値用メモリ402の基準値REと比較を行ない比較結果に応じた演算画像を生成し出力する画像間演算部403を備えている。

【0029】

基準値REは、予め正常組織または病変組織であることが明らかである生体組織の自家蛍光画像の各画素のデータに基づいて設定された値である。

【0030】

表示信号処理ユニット500は、通常画像用撮像素子107で得られた映像信

号をデジタル化するA/D変換器501、デジタル化された通常画像信号を保存する通常画像データメモリ502、通常画像データメモリ502から出力された画像信号および画像間演算部403の演算画像をビデオ信号に変換するビデオ信号処理回路503を備えている。

【0031】

モニタユニット600は、通常画像用モニタ601、演算画像用モニタ602を備えている。

【0032】

次に以上のように構成された本実施の形態による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0033】

まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織10付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され演算画像表示状態となる。まず、通常画像表示時の作用および演算画像表示時の作用について説明する。

【0034】

演算画像表示時には、制御コンピュータ200からの信号に基づき、励起光源電源115が駆動され、GaN系半導体レーザ114から波長410nmの励起光L_rが射出される。励起光L_rは、励起光用集光レンズ116を透過し、励起光ライトガイド101bに入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、照明レンズ104から生体組織10へ照射される。

【0035】

励起光L_rを照射されることにより生じる生体組織10からの自家蛍光は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、励起光カットフィルタ302に入射する。

【0036】

励起光カットフィルタ302を透過した自家蛍光は、光学透過フィルタ303に入射される。なお、励起光カットフィルタ302は、波長420nm以上の全蛍光を透過するロングパスフィルタである。励起光L_rの波長は410nmであ

るため、生体組織10で反射された励起光は、この励起光カットフィルタ302でカットされ、光学透過フィルタ303へ入射することはない。

【0037】

制御コンピュータ200により、フィルタ回転装置304が駆動され、自家蛍光像乙jは、光学フィルタ303aまたは303bを透過した後、蛍光用集光レンズ305により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子306により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子306からの映像信号はAD変換回路307へ入力され、デジタルデータに変換された後、画像データメモリ401に保存される。

【0038】

画像間演算部403では、画像データメモリ401に保存された各画像の各画素値の比率に応じた演算を行って、その演算値と基準値メモリ402に予め保存された基準値REとの比較を行い、各画素について、正常組織であるか病変組織であるかの判定を行い、その判定に基づいた演算画像を算出し、生成する。基準値メモリ402に保存された基準値REは、予め正常組織または病変組織であることが明らかである生体組織から算出された画素値であり、正常組織であるか病変組織であるかの判定は、この基準値REに対して、各画像の各画素値の比率に応じて算出された演算値が大きいか小さいかにより行われる。

【0039】

演算画像は、演算画像用モニタ602により表示される。演算値が基準値REより小さい場合と、演算値が基準値REより大きい場合とで、測定された領域の表示色を変えることにより、測定者は、比較結果を瞬時に認識可能となる。

【0040】

次に、通常画像表示時の作用を説明する。通常画像表示時には、制御コンピュータ200からの信号に基づき白色光源電源112が駆動され、白色光源111から白色光Lwが射出される。白色光Lwは、白色光用集光レンズ113を経て白色光ライトガイド101aに入射され、内視鏡挿入部100の先端部まで導光された後、照明レンズ104から生体組織10へ照射される。白色光Lwの反射光は対物レンズ105によって集光され、反射用プリズム108に反射して、通常画像用撮像素子107に結像される。通常画像用撮像素子107からの映

像信号はA/D変換器501へ入力され、デジタル化された後、通常画像データメモリ502に保存される。その通常画像データメモリ502により保存された通常画像信号は、ビデオ信号処理回路503によってD/A変換後に通常画像用モニタ601に入力され、そのモニタ601に可視画像として表示される。上記一連の動作は、制御コンピュータ200によって制御される。

【0041】

そして、演算画像表示中、つまり励起光照射中に、内視鏡挿入部100の先端が生体組織10に接触した場合、接触検出手段130により接触したことが検出され、その検出信号は、検出信号ライン131を通じて励起光出力制御手段120に出力される。励起光出力制御手段120は、この検出信号により、励起光の照射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織10が接触した状態においても、生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチ140を押すことにより、再び通常の励起光の照射が可能となる。

【0042】

上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部100の先端部と生体組織10が接触したことを検出し、その検出信号により内視鏡挿入部100の励起光出射端からの励起光の出射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織10が接触した状態においても、生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、過剰な励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0043】

次に、本発明の第2の実施の形態について説明する。図5は、本発明による蛍光撮像装置を蛍光内視鏡装置に適用した概略構成を示す図である。なお、図3に示す第1の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0044】

本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、上記第1の実施形態における接触検出手段130および検出信号ライン131を除き、撮像された蛍光画像の画素のデータを内視鏡挿入部100と生体組織10との距離に相関したパラメータとして検出する距離パラメータ検出手段701と、このパラメータに基いて励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にする励起光出力制御手段702とからなる励起光出力制御ユニット700とを備えたものである。

【0045】

次に以上のように構成された本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0046】

まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織10付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され、演算画像表示状態となる。なお、励起光照射開始時の励起光の出力は、内視鏡先端部の励起光出射端と被測定部の生体組織との距離が如何なる距離である場合でも生体組織の損傷を与えず、被験者に対して安全な強度であるとする。

【0047】

そして、演算画像表示中、撮像された蛍光画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段701により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段702に出力され、励起光出力制御手段702では、この検出データ、つまり、蛍光画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織10との距離において、生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチを押すことにより再び通常の励起光の照射が可能となる。その他の作用は、第1の実施の形態と同様である。

【0048】

上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、内視鏡挿入部100の励起光出射端と生体組織10との距離に相関するパラメータ（本実施の形態では、蛍光像の光強度）を検出し、そのパラメータに基づいて励起光出射端から射出される励起光の出力を停止する、もしくは、励起光の強度を生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にすることにより、励起光出射端と生体組織10との距離が非常に近い場合において、励起光の照射に対する被験者の安全性を確保することができる。

【0049】

次に、本発明の第3の実施の形態について説明する。その構成は、図4および図5に示す第2の実施の形態とほぼ同様であるため、異なる要素のみ図4および図5内に要素番号を記載し、説明を行なう。なお、第2の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0050】

本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、上記第2の実施の形態の、白色光源111を参照光源として利用し、画像検出ユニット800は、光学透過フィルタ303の代わりに光学透過フィルタ801を備えたものである。白色光源111から射出される白色光Lwには、参照光Lsとして利用できる波長帯域の光が含まれているため、参照光源として利用できる。

【0051】

また、光学透過フィルタ801は、蛍光画像を透過する光学フィルタ801aおよび参照画像を透過する光学フィルタ801bとから構成され、光学フィルタ801aは、430nmから730nmまでの波長の光を透過させるバンドパスフィルタであり、光学フィルタ801bは、参照光の波長帯域である750nmから900nmまでの光を透過させるバンドパスフィルタである。

【0052】

また、第2の実施の形態における距離パラメータ検出手段701にて、参照光の照射により撮像される反射画像の画素のデータを内視鏡挿入部100と生体組織10との距離に相関したパラメータとして検出するようにしたものである。

【0053】

次に、上記のように構成された本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0054】

まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織10付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され、演算画像表示状態となる。

【0055】

ここで、自家蛍光画像と参照画像を用いて演算画像を表示する場合の作用について説明する。演算画像表示時には、制御コンピュータ200からの信号に基づき、白色光源電源112が駆動され、白色光Lwが射出される。この白色光Lwには、波長帯域が750nmから900nmまでの参照光Lsが含まれる。参照光Lsを含む白色光Lwは、レンズ113を透過し、白色光ライトガイド101aに入射され、内視鏡先端部まで導光された後、照明レンズ104から生体組織10へ照射される。

【0056】

参照光Lsを含む白色光Lwを照射されることにより生じる生体組織10からの反射光は、集光レンズ106により集光され、イメージファイバ103の先端に入射され、イメージファイバ103を経て、励起光カットフィルタ302に入射する。励起光カットフィルタ302を透過した蛍光は、光学透過フィルタ801に入射される。

【0057】

制御用コンピュータ200により、フィルタ回転装置304が駆動され、参照画像Zsは、光学フィルタ801bを透過した後、蛍光用集光レンズ305により結像され、蛍光画像用高感度撮像素子306により撮像され、蛍光画像用高感度撮像素子306からの映像信号はAD変換回路307へ入力され、デジタルデータに変換された後、画像データメモリ401に保存される。この時、光学フィルタ801bでは、白色光Lwに含まれる参照光Lsの照射により生体組織10から反射される反射光による参照画像Zsのみを透過する。また、画像データメ

モリ401には、自家蛍光画像データが保存されている領域とは異なる領域に保存される。自家蛍光画像が、画像データメモリ401に記憶されるまでの作用については、第1の実施の形態と同様である。

【0058】

画像間演算部403では、画像データメモリ401に保存された自家蛍光画像と参照画像の各画素値の比率に応じた演算を行なって、その演算値と基準値用メモリ402に予め保存された基準値RE'との比較を行い、各画素について、正常組織であるか病変組織であるかの判定を行い、その判定に基づいた演算画像を算出し、生成する。基準値RE'は、予め正常組織または病変組織であることが明らかである生体組織の自家蛍光画像と参照画像の各画素のデータに基づいて設定された値である。

【0059】

そして、演算画像表示中、撮像された反射画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段701により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段702に出力され、励起光出力制御手段702では、この検出データ、つまり、反射画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチ140を押すことにより、再び通常の励起光が照射が可能となる。その他の作用は第2の実施の形態と同様である。

【0060】

上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、明瞭な参照画像に基づいた距離パラメータを用いることにより、励起光出射端と生体組織10との距離を推測するため、第2の実施の形態における効果に加え、より高精度にて励起光の出力を制御することができる。

【0061】

次に、本発明の第4の実施の形態について説明する。図6は、本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置の概略構成を示す図である。なお、第3の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0062】

本実施の形態による蛍光内視鏡装置は、第3の実施の形態における距離パラメータ検出手段701を、白色光の照射により撮像される通常画像の画素のデータを内視鏡挿入部100と生体組織10との距離に相關したパラメータとして検出する距離パラメータ検出手段901としたものである。次に以上のように構成された本実施の形態による蛍光内視鏡装置の作用について説明する。

【0063】

まず、内視鏡挿入部100は、照明光による通常画像の表示により、体内の被測定部の生体組織付近まで挿入される。次に、フットスイッチ140を押すことにより励起光が照射され、演算画像表示状態となる。

【0064】

そして、演算画像表示中、撮像された通常画像の画素のデータは、距離パラメータ検出手段901により検出される。その検出データは、励起光出力制御手段902に出力され、励起光出力制御手段902では、この検出データ、つまり、通常画像の各画素値の大きさについて、所定の閾値以上である画素が、画像全体あるいは一部の指定した画像の中で占める割合を算出する。そして、この割合が所定の閾値以上である場合には、励起光の照射を停止する、もしくは、前記閾値条件における内視鏡先端部と生体組織との距離において、生体組織に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全である強度にするよう制御用コンピュータ200に制御信号を送り、制御用コンピュータ200により励起光の出力が制御される。その後、フットスイッチ140を押すことにより、再び励起光の照射は可能となる。その他の作用は、第3の実施の形態と同様である。

【0065】

上記のように構成された本発明による蛍光撮像装置を適用した蛍光内視鏡装置によれば、第3の実施の形態における効果と同様の効果を得ることができる。

【0066】

また、上記本発明による各実施の形態について、イメージファイバ163は、石英ファイバではなく、多成分ガラスファイバにすることができる。このとき、多成分ガラスファイバに励起光が入射すると蛍光を発するので、図7に示されるおり（第1の実施の形態における接触検出手段および検出信号ラインは図示省略する。）、励起光カットフィルタ161を、画像信号処理部内ではなく、集光レンズ106とイメージファイバ163の自家蛍光像入射端との間に設置する必要がある。石英ファイバから多成分ガラスファイバにすることにより、コストを低減することができる。

【0067】

また、本発明による蛍光撮像装置は、生体組織に予め吸収させていた蛍光診断薬に励起光を照射した際に発生する蛍光を検出する装置にも適用することができる。

【0068】

また、本発明による蛍光撮像装置は、励起光の照射による蛍光を用いた腹腔鏡やコルポスコープにも適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

自家蛍光の蛍光スペクトルの強度分布を示す説明図

【図2】

内視鏡先端の励起光出射端と被測定部との距離に対する被測定部の照射される励起光のエネルギー密度を示す図

【図3】

本発明の第1の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図4】

上記第1、第2、第3および第4の具体的な実施の形態の蛍光内視鏡装置に使用される光学透過フィルタの概略構成図

【図5】

本発明の第2、第3の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図6】

本発明の第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置の概略構成図

【図7】

上記第1、第2、第3および第4の実施の形態による蛍光内視鏡装置において、イメージファイバを多成分ガラスファイバにしたときの内視鏡挿入部の概略構成図

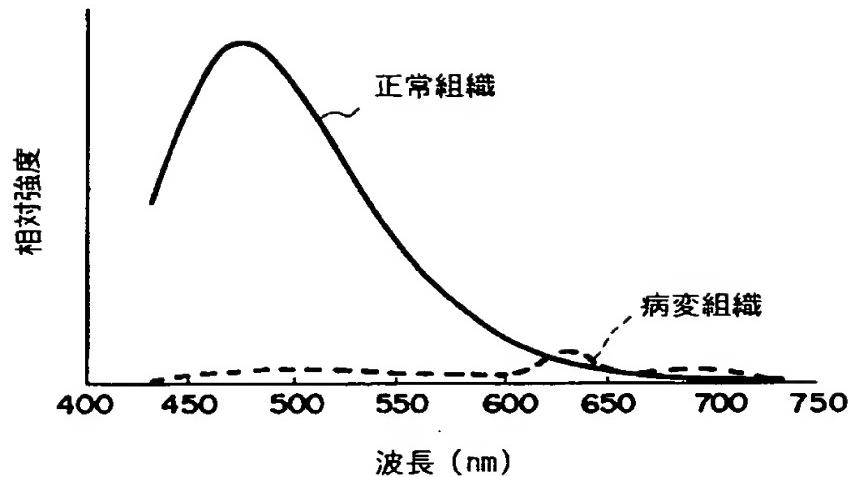
【符号の説明】

- 1 画像信号処理部
- 10 生体組織
- 100、150、160 内視鏡挿入部
- 101 ライトガイド
- 101a 白色光ライトガイド
- 101b 励起光ライトガイド
- 102 CCDケーブル
- 103、163 イメージファイバ
- 104 照明レンズ
- 105 対物レンズ
- 106 集光レンズ
- 107 通常画像用撮像素子
- 108 反射用プリズム
- 110 照明ユニット
- 111 白色光源
- 112 白色光源用電源
- 113 白色光用集光レンズ
- 114 GaN系半導体レーザ
- 115 半導体レーザ用電源
- 116 励起光用集光レンズ
- 120、702、902 励起光出力制御手段
- 130 接触検出手段
- 131 検出信号ライン

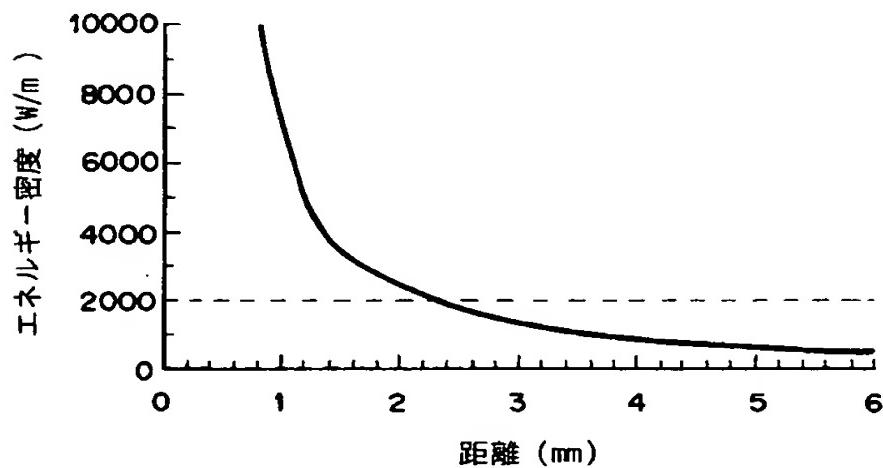
- 140 フットスイッチ
161 励起光カットフィルタ
200 制御用コンピュータ
300、800 画像検出ユニット
301 蛍光用コリメートレンズ
303、801 光学透過フィルタ
303a、303b、801a、801b 光学フィルタ
304 フィルタ回転装置
305 蛍光用集光レンズ
306 蛍光画像用高感度撮像素子
307、501 AD変換器
400 画像演算ユニット
401 画像データメモリ
402 基準値用メモリ
403 画像間演算部
500 表示信号処理ユニット
502 通常画像データメモリ
503 ビデオ信号処理回路
600 モニタユニット
601 通常画像用モニタ
602 演算画像用モニタ
700、900 励起光出力制御ユニット
701、901 距離パラメータ検出手段

【書類名】 図面

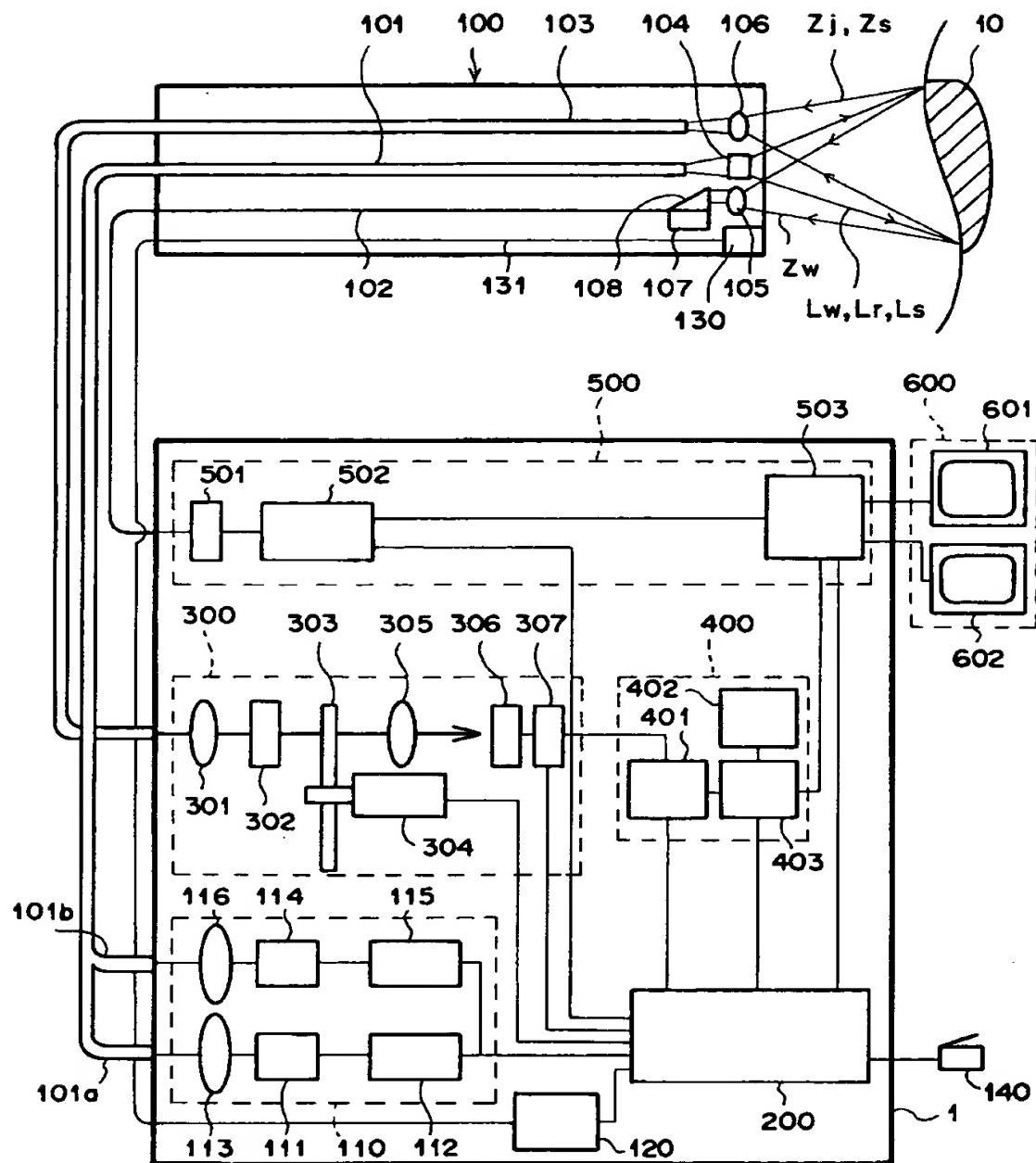
【図1】



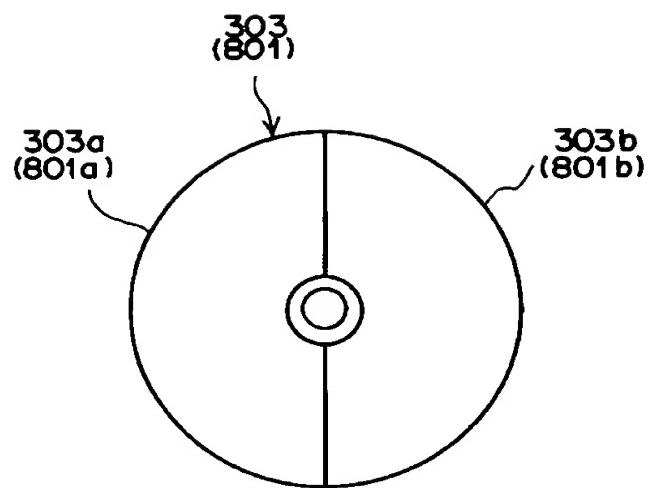
【図2】



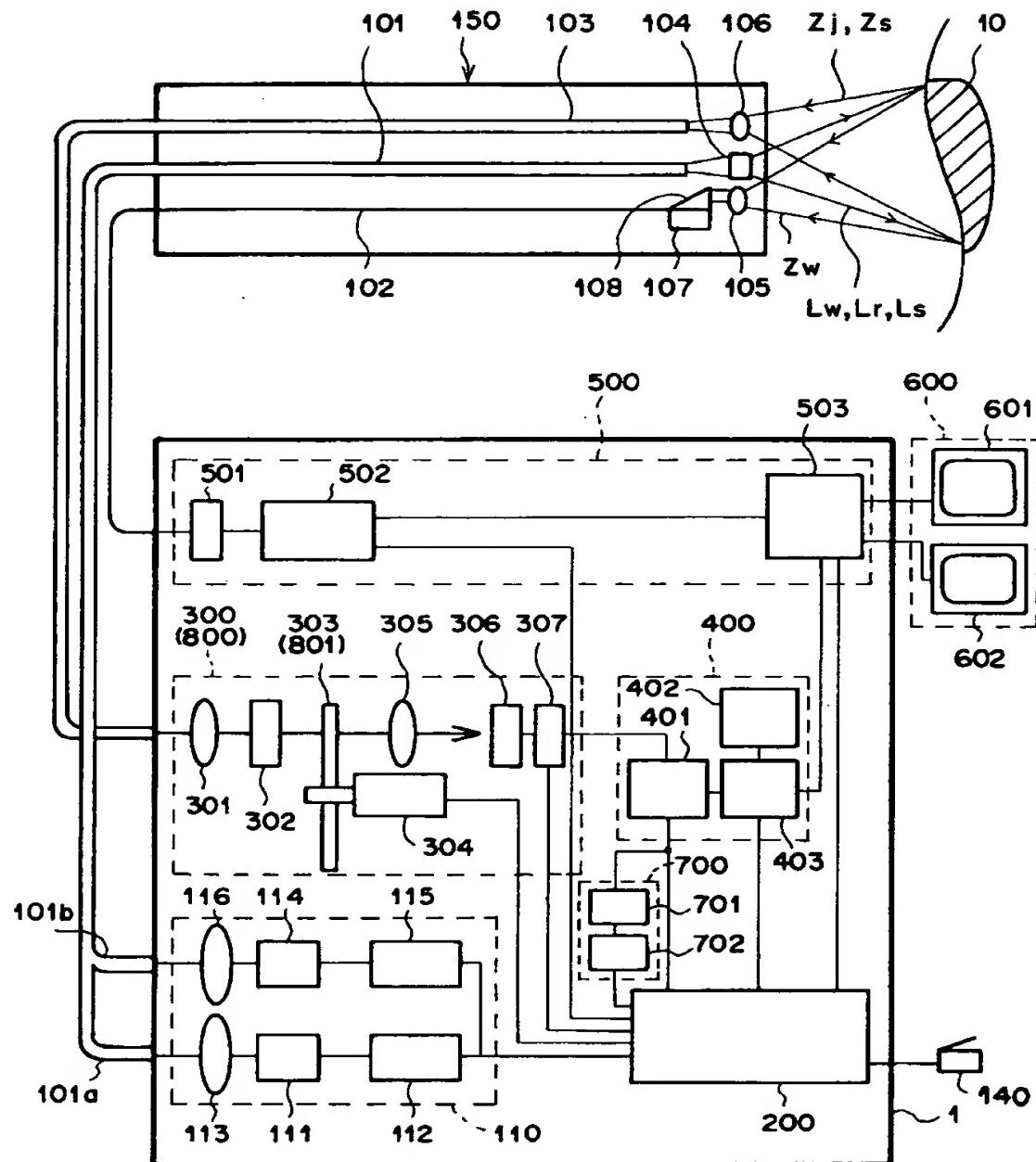
【図3】



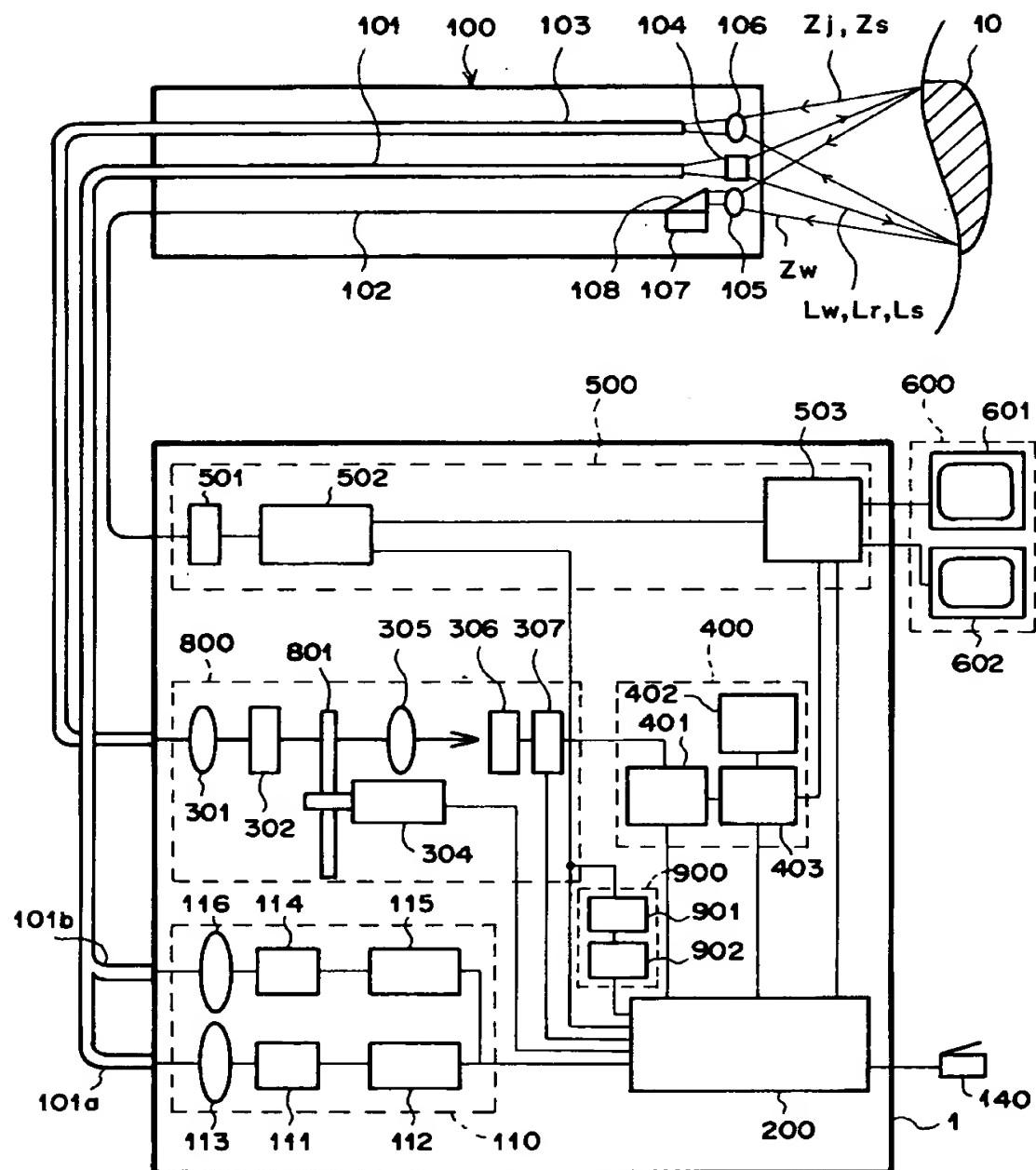
【図4】



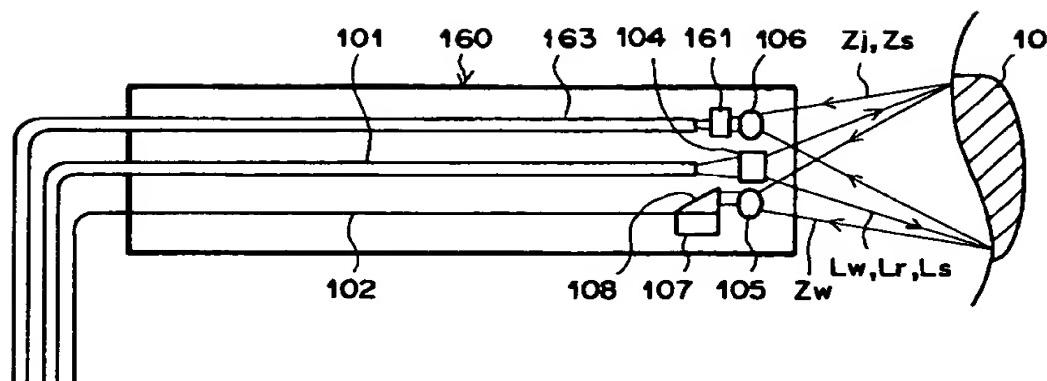
【図5】



【図6】



【図7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 励起光の照射により生体組織から発生する自家蛍光像を撮像する蛍光撮像装置において、近距離での生体組織への過剰な励起光照射による生体組織の損傷を回避し、被験者の安全を確保する。

【解決手段】 内視鏡先端部の励起光出射端が被測定部の生体組織10に接触しているか否かを接触検出手段130により検出する。そして、励起光出射端が被測定部の生体組織10に接触したことを検出した検出信号は、励起光出力制御手段120に出力され、この検出信号に応答して励起光出力制御手段120は、励起光の照射を停止する、もしくは、励起光の強度を励起光出射端と生体組織10が接触した状態においても、生体組織10に損傷を及ぼさず、被験者に対して安全な強度にする。

【選択図】 図3

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2000-190701
受付番号	50000795215
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年 6月27日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 6月26日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フィルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B E N E X S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

次頁無

出願人履歴情報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日 1990年 8月14日

[変更理由] 新規登録

住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地

氏 名 富士写真フィルム株式会社